Aus dem Klinikum Steglitz der Freien Universität Berlin (FB 2)
Klinik für Radiologie, Nuklearmedizin und Physikalische Therapie (WE 10)
- Ganzkörperzähler/Elektronenrechner -

ENTWICKLUNG VON "STANDARD CHILDREN" ZUR KALIBRIERUNG EINES GANZKÖRPER-AKTIVITÄTSZÄHLERS

Inaugural-Dissertation
zur
Erlangung der medizinischen Doktorwürde
an den Medizinischen Fachbereichen
der Freien Universität Berlin

vorgelegt von
Anton Riether
aus Oberhofen

1976

1977

Aus dem Klinikum Steglitz der Freien Universität Berlin (FB 2)
Klinik für Radiologie, Nuklearmedizin und Physikalische Therapie (WE 10)
- Ganzkörperzähler/Elektronenrechner -

ENTWICKLUNG VON "STANDARD CHILDREN" ZUR KALIBRIERUNG EINES GANZKÖRPER-AKTIVITÄTSZÄHLERS

Inaugural-Dissertation
zur
Erlangung der medizinischen Doktorwürde
an den Medizinischen Fachbereichen
der Freien Universität Berlin

vorgelegt von
Anton Riether
aus Oberhofen

1976

Referent: Professor Dr.-Ing. P. Koeppe
Korreferent: Professor Dr.-Ing.D. Frost

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fachbereiche
der Freien Universität Berlin

UNIV.
LEIDEN
BIBL.

Promoviert am: 29.4.1977

INHALTSVERZEICHNIS

1. Einleitung

2. Physikalische Grundlagen der Ganzkörperaktivitäts-meßtechnik
   2.1. Natürliche und künstliche Radionuklide
   2.2. Szintillationsdetektor
   2.3. Interpretation eines Gammaspektrums
   2.4. Verschiedene andere Arten von Detektoren
      2.4.1. Gasionisationsdetektoren
      2.4.2. Flüssige und Plastikdetektoren
      2.4.3. Halbleiterdetektoren
   2.5. Überlegungen zur Detektorgröße
   2.6. Abschirmmaterialien

3. Klinische Anwendung des Ganzkörperaktivitätszählers
   3.1. Einleitung
   3.2. Messung des Ganzkörperkaliumgehalts
   3.3. Bestimmung der B_{12}-Retention
   3.4. Bestimmung des Blutverlustes
   3.5. Eisenresorptionsstudien
   3.6. Clearancebestimmungen der Niere

4. Kalibrierung eines Ganzkörperaktivitätszählers, insbesondere mit Phantomen

5. Entwicklung von Phantomen zur Kalibrierung mit dem Ganzkörperaktivitätszähler
   5.1. Auswahl geeigneter Größen
   5.2. Elemente der Phantome und verwendete Abkürzungen
   5.3. Zusammenstellung von Literaturangaben
   5.4. Ergänzung durch eigene Messungen
      5.4.1. Messung des Halsumfangs
      5.4.2. Messung des Unterschenkeldurchmessers
      5.4.3. Unterteilung des Rumpfes in Thorax und Becken
   5.5. Zusammenstellung der Maße und Gewichte

5.6. Auswahl eines geeigneten Plastikmaterials

6. Messungen mit den Phantomen

6.1. Detektoranordnung in den verschiedenen Meßgeometrien

6.2. Tabellen der gemessenen Werte

7. Zusammenfassung und Diskussion

8. Literaturverzeichnis

Anhang: FORTRAN-Quellenprogramm zur Berechnung von Kenngrößen wie Länge, Gewicht usw. mit Tabellen

1. EINLEITUNG

In der Nuklearmedizin haben radioaktive Substanzen unsere Kenntnis über Stoffwechselvorgänge und Organfunktionen erheblich erweitert, zum Teil sind Routineverfahren entwickelt worden, die einen festen Platz in der klinischen Diagnostik haben.

Seit etwa 1959 werden Ganzkörperaktivitätszähler (GKZ) in der biochemisch-medizinischen Grundlagenforschung und in der nuklearmedizinischen Diagnostik in größerem Umfang für die exakte und empfindliche Bestimmung Gammaquanten emittierender Radionuklide und damit markierbarer Verbindungen eingesetzt. Während zur Beantwortung einer diagnostischen Fragestellung im Einzelfall im allgemeinen nur Relativangaben erforderlich sind (z. B. in Prozent der applizierten Aktivität), besteht im Zusammenhang mit dem Strahlenschutz die Notwendigkeit, eine Inkorporation in absoluten Einheiten (z. B. in Nanocurie) angeben zu können. Hierfür bedarf es einer Kalibrierung des GKZ. Die zuverlässigste Methode besteht in der (am besten intravenösen) Applikation einer genau bekannten Aktivität bei Probanden verschiedenen Gewichts mit anschließenden Messungen im GKZ. Bei einer Reihe von Radionukliden ist jedoch wegen der damit verbundenen Strahlenbelastung eine freiwillige Inkorporation von Radionukliden für Kalibrierzwecke nicht zulässig. Man ist daher bei diesen Radionukliden auf Phantome angewiesen, die eine grobe Abbildung der äußeren Abmessungen des Menschen sind.
Bei Kindern und Säuglingen muß aus naheliegenden Gründen stets auf Phantome zurückgegriffen werden.

Erwachsenenphantome sind seit längerer Zeit im Handel erhältlich. Phantome von Säuglingen und Kindern werden bislang unseres Wissens nicht angeboten.

Die vorliegende Arbeit setzt sich zum Ziel:
- Maße für Kinder- bzw. Säuglingsphantome aus der Literatur zusammenzustellen,
- die Zusammenstellung, wenn nötig, durch eigene Messungen zu ergänzen,
- die Phantome anzufertigen,
- Kalibrierungsmessungen damit durchzuführen.

2. PHYSIKALISCHE GRUNDLAGEN DER GANZKÖRPERAKTIVITÄTS-MESSTECHNIK

2.1. Natürliche und künstliche Radioaktivität

Zahlreiche Atomkerne sind mehr oder weniger instabil und wandeln sich spontan unter Abgabe von Energie in einen Atomkern eines anderen Elementes um. Sie gehen unter Emission von Korpuskularstrahlung (Elektronen, Positronen, Protonen, Neutronen und α-Teilchen) oder Photonenstrahlung (Gamma- und Röntgenstrahlen) direkt oder über weitere instabile Zwischenstufen in einen stabilen Zustand über (HUG, 20).
Radioaktivität kann auch künstlich induziert werden. Radionuklide für nuklearmedizinische Zwecke werden im Kernreaktor oder im Teilchenbeschleuniger (Zyklotron) erzeugt (DECKART,12).

2.2. Szintillationsdetektor

Im Szintillationsdetektor wird absorbierte Strahlung über mehrere Zwischenstufen in elektrische Impulse umgewandelt. Die von einem Radionuklid ausgesandten Gammaquanten werden im Szintillator mehr oder weniger vollständig absorbiert. Hierbei gibt es 3 Prozesse der Energieabgabe, die sich teilweise überlagern: Der Photoeffekt überwiegt bei kleinen Photonenenergien, während der Comptoneffekt mit steigender Energie zunächst zunimmt. Oberhalb von 2 MeV wird die Paarbildung relevant.
Photoeffekt: Hier wird die Energie des vom Radionuklid ausgesandten Gammaquants auf ein Elektron der Atomhülle übertragen. Die Energie wird teils zur Ablösung des Elektrons, teils in kinetische Energie dieses freigesetzten Elektrons umgewandelt.
Beim Comptoneffekt wird nur ein Teil der Energie des Photons auf ein (freies) Elektron übertragen. Das Quant wird gestreut, wobei die Energie nach der Streuung vom Streuwinkel abhängt.
Paarbildung: Oberhalb 1,022 MeV können Photonen in Materie um-

gewandelt werden, indem ein Elektron und ein Positron entsteht, wobei das Gammaquant verschwindet.
Die Elektronen verlieren als geladene materielle Teilchen ihre kinetische Energie innerhalb weniger Millimeter.

Das gleiche gilt im Prinzip auch für Positronen. Sie rekombinieren sich jedoch vorher innerhalb kürzester Zeit mit einem Elektron, wobei die sogenannte Vernichtungsstrahlung ausgesandt wird.
Durchsetzen Gammaquantquanten eine Materieschicht, so ist die durch die oben beschriebenen Effekte bedingte Abnahme der Intensität eine Funktion der Schichtdicke.
Mathematik drückt sich dieser Sachverhalt aus in der Gleichung:

$$I_d = I_o \cdot e^{-\mu d},$$

wobei I_d die Intensität hinter der Schicht d,
I_o die Intensität der auftreffenden Strahlung und
μ der lineare Schwächungskoeffizient ist.

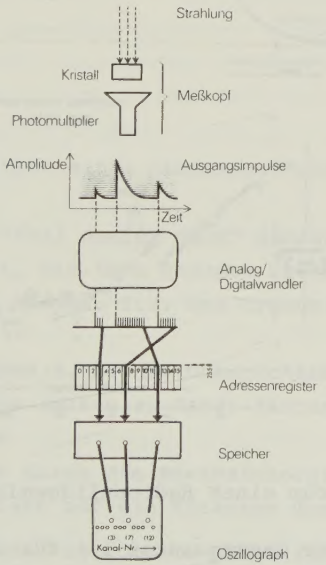

Abb. 1: Prinzip der Szintillationsspektrometrie.
Erläuterungen s. Text

Szintillationsmaterie zeichnet sich dadurch aus, daß ein Teil der absorbierten Energie der Gammastrahlen in Lichtblitze umgewandelt wird. Diese Lichtblitze lösen in einer Photokathode Elektronen aus, deren Anzahl mit Hilfe eines eingebauten Sekundärelektronenvervielfachers (SEV) auf das 10^4-10^8-fache vergrößert wird.

Der an der Anode des Photomultipliers (Photokathode und Sekundärelektronenvervielfacher) entstehende Ladungsimpuls wird durch einen Analog-Digital-Wandler in einen Kanal sortiert, wobei die Kanalnummer von der Impulsamplitude und damit von der absorbierten Energie abhängt; vgl. Abb. 1.

Der hier verwandte Vielkanalanalysator besitzt 256 Kanäle. Untersucht man z. B. den am meisten interessierenden Energiebereich von 0,1 - 2 MeV, so wird die Energie 0 MeV dem Kanal 0 zugeordnet, die Energie 2,0 MeV dem Kanal 255.

Beim Gammaspektrum wird auf der x-Achse die Kanalnummer aufgetragen, auf der y-Achse die Intensität in Impulsen pro Minute (ipm).

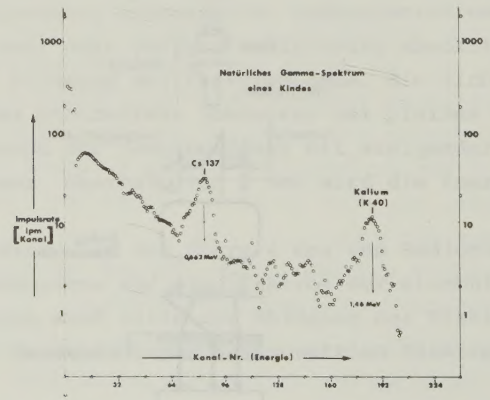

Abb. 2: Spektrum eines Radionulidgemisches

Die Energie der Gammaquanten ist für das jeweilige Nuklid charakteristisch.
Bei Strahlergemischen wie z. B. ^{137}Cs und ^{40}K (s. Abb. 2) muß der Anteil des niedererenergetischen ^{137}Cs vom Spektrum des Radionuklidgemisches subtrahiert werden.

2.3. Interpretation eines Gammaspektrums

Gammastrahlung von Radionukliden zeigt stets ein Linienspektrum. Die Anzahl und relative Intensität der Linien sowie ihre Lage auf der Energieachse sind charakteristisch für ein Radionuklid. Daher ermöglicht die Kenntnis der Gammalinien die Identifizierung von Radionukliden in Nuklidgemischen.

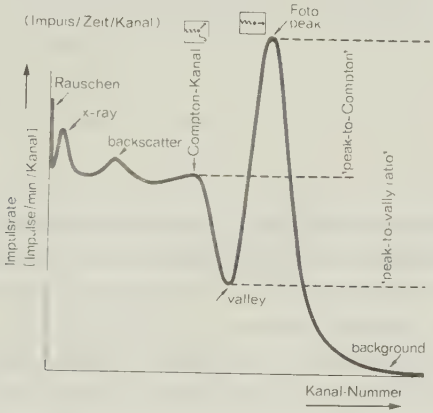

Abb. 3: Charakteristika eines Gammaspektrums

Der Photopeak (auch "full energy peak" genannt) wird durch Gammaquanten verursacht, die ihre gesamte Energie auf ein Elektron übertragen, s. Abschn. 2.2. Das Ergebnis müßte eine Häufigkeitsnadel sein.
Verschiedene Einflüsse, z. B. die Unterschiede der Empfindlichkeit der Photokathode (Mitte zu Rand), führen jedoch zu einer Abrundung der Kanten.
Die Comptonkante ist durch die Maximalenergie gegeben, die durch den Comptoneffekt auf ein Elektron übertragen wird.

Die Relation "peak-Höhe zu Compton-Höhe" ist durch die Kristallgröße bedingt und das Verhältnis von peak-Maximum zu peak-valley ist abhängig vom energetischen Auflösungsvermögen.

Ein Teil der Gammaquanten mit dem Streuwinkel 180^{o} wird rückgestreut und verursacht den "backscatter peak" des Spektrums.

Der x-ray peak ist durch die Auffüllung der K, L, ...-Schale nach der Anregung (Ionisation) bedingt.
Im niederenergetischen Bereich kann sich das Rauschen des Photomultipliers, Brummspannungen der Hochspannung bzw. Versorgungsspannung der ersten Verstärkerstufen, Lichteinfall in den Photomultiplier oder evtl. Wackelkontakte bemerkbar machen (KOEPPE, 26).

2.4. Verschiedene andere Arten von Detektoren

Wegen der überragenden Bedeutung für die Ganzkörperaktivitätsmeßtechnik wurde zunächst ausschließlich auf Na(Tl)-Detektoren bezuggenommen. In den folgenden Unterkapiteln sollen die anderen Detektorarten erwähnt werden, die ebenfalls für die Messung von Gammastrahlen geeignet sind.
Die Plastikdetektoren unterscheiden sich in ihren Eigenschaften bezüglich Absorption der Gammastrahlen und Aussendung von sichtbarem Licht nur geringfügig von den flüssigen Szintillatoren und werden mit ihnen zusammen behandelt.

2.4.1. Gasionisationsdetektor

Gasionisationsdetektoren bestehen aus einer Kammer mit Elektroden, in der sich ein mit Gas gefülltes Meßvolumen befindet. Am meisten werden die Edelgase Argon, Krypton und Helium verwendet.
Treffen Gammastrahlen auf die Kammerwand, werden durch Photo-, Compton- oder Paarbildungseffekt (s. Abschn. 2.2.) Elektronen freigesetzt, die nun die Gasatome ionisieren können. Die an den Elektroden gesammelten Ionen führen zu einer Potentialänderung, die verstärkt und registriert wird. Die Gasionisationsdetektoren haben ihr Hauptanwendungsgebiet im Bereich geringer Gammaenergie (unterhalb 50 keV), wo Kristalldetektoren und

flüssige- bzw. Plastikdetektoren ein schlechteres energetisches Auflösungsvermögen haben und zudem das Rauschen des Photomultipliers in Erscheinung tritt.

2.4.2. Flüssige und Plastik-Detektoren

Das Prinzip der Flüssigkeits- bzw. Plastik-Szintillatoren besteht in der Wechselwirkung von Gammaquanten mit organischem Szintillationsmaterial, also einem molekularen Lumineszenzprozeß. Anschließend werden die Lichtblitze wie beim Na(Tl)-Detektor registriert.

Bei dem organischen Szintillationsmaterial handelt es sich in erster Linie um p-Terphenyl,2,5-Diphenyloxazol (PPO), 2-Phenyl-5-biphenyl-oxydiol (PBD), als Lösungsmittel um Xylol, Toluol und Diphenylcyclohexan.
Wesentlich ist große Reinheit der Substanzen, da Fremstoffe (wie z. B. auch Luft) lumineszenzauslöschend wirken (quenching).
Bei den Plastikszintillatoren werden anstelle der flüssigen Lösungsmittel polymerisierende Substanzen verwendet.

Der Vorteil liegt in der beliebigen Formbarkeit, dem vergleichsweise niedrigen Preis und dem sehr guten zeitlichen Auflösungsvermögen. Wie für flüssige Szintillationszähler gilt aber auch hier, daß eine Energiedifferenzierung nicht oder nur sehr grob möglich ist.

2.4.3. Halbleiterdetektoren

Der Vollständigkeit halber sei auch auf die Verwendung von Halbleiterdetektoren hingewiesen.
Sie ähneln den Gasionisationsdetektoren. Anstelle eines Gases wird ein spezielles Halbleitermaterial verwendet.

Halbleiterdetektoren zeichnen sich durch ein sehr gutes

energetisches Auflösungsvermögen aus.
Bislang haben sie jedoch noch keine größere Verbreitung für Anwendungen mit dem GKZ gefunden. Dies hat insbesondere technische Gründe: Halbleiterdetektoren vom Ge(Li) Typ bedürfen z. B. einer dauernden Kühlung auf die Temperatur flüssigen Stickstoffs (7 K) was einen erheblichen apparativen Aufwand erfordert. Ihre Verwendu ist jedoch angezeigt, wenn höchste Anforderungen an die Nuklid-Identifikation gestellt werden, z. B. in Zusammenhang mit einem Reaktorunfall.

2.5. Überlegungen zur Detektorgröße

Die minimal noch feststellbare Aktivität (MFA) sei definiert als diejenige Aktivität, die eine (Nutz-)Impulsrate in Höhe der f-fachen Standardabweichung der Impulsrate des Nulleffekts liefert. Dies drückt sich in folgender Formel aus:

$$MFA = \frac{f}{k} \cdot \sqrt{\frac{n_o}{t_o}} \quad ,$$

wobei k ein durch eine Kalibrierung zu ermittelnder Faktor, n_o die Impulsrate des Nulleffekts und t_o seine Meßzeit ist. k hängt u.a. von dem vom Detektor erfaßten Raumwinkel ab.
Aus obiger Gleichung ist ersichtlich, daß bei Halbierung des Nulleffekts die MFA nur um den Faktor $\sqrt{2}$ abnimmt, die Detektorgröße sich dagegen direkt proportional auswirkt.
Bei der Abwägung ökonomischer Gesichtspunkte beim Bau von GKZ muß also der Detektorgröße der Vorzug vor einem allzustarken Ausbau des Abschirmmaterials gegeben werden.
Neben der Detektorgröße spielt auch die Dicke des Detektors eine Rolle.
Für unsere Untersuchungen kann die Dicke des Detektors bis zu 5" betragen. Eine weitere Zunahme würde keine wesentliche Verbesserung der Nachweisempfindlichkeit mehr bringen.

Entsprechend der üblichen Praxis wurde für f ein Wert von 3 gewählt. Diese Definition impliziert eine Irrtumswahrscheinlichkeit von 0,3 %, d. h. mit dieser Wahrscheinlichkeit wird die MFA durch eine statistisch bedingte Schwankung des Nulleffekts vorgetäuscht. Da außer den statistischen Einflüssen stets zusätzlich mit methodisch bedingten Fehlern zu rechnen ist, stellt die nach dieser Definition berechnete MFA einen unteren Grenzwert dar.

2.6. Abschirmmaterialien

Für eine hohe Nachweisempfindlichkeit muß die nicht vom menschlichen Körper ausgehende äußere Strahlung, die aus der Erdoberfläche bzw. dem Weltraum stammt und zu dem sogenannten Nulleffekt führt, vermindert werden.

Als Abschirmmaterialien dienen Substanzen wie Stahl von Kriegsschiffen,deren Bau vor den Atombombenversuchen erfolgte, älteres strahlungsarmes Blei, Wasser, Elektrolytkupfer , Quarzsand u.a.

Bei Stahl, der im Verhältnis zu Blei eine geringere Eigenaktivität hat, kann mit der Wanddicke von 20 cm die äußere Strahlung im Energiebereich 0,1 - 2 MeV etwa um den Faktor 60 reduziert werden.

Mesonen und Gammaquanten sehr hoher Energie verursachen auch bei sehr starker Abschirmung in der den Detektor umgebenden Materie Sekundärprozesse, die zur Erzeugung von Gammaquanten führen, die ihrerseits im Detektor absorbiert werden.

Mit zunehmender Dicke der Wand wird daher die Wirkung weiterer Abschirmung immer geringer, so daß dieser Wert als sinnvolle Grenze angesehen werden kann.

Altes Blei, in dem das Bleiisotop ^{210}Pb weitgehend zerfallen ist, reduziert den Nulleffekt bei gleicher Dicke stärker als Stahl: eine Bleiabschirmung von 7 cm hat etwa dieselbe reduzierende Wirkung wie 15 cm dicker Stahl.

Bei Wasser muß wegen dessen geringer Ordnungszahl die Wanddicke entsprechend groß sein. Die von der Fa. Nuclear Enterprises erstellte Anlage (5) hat eine Wasserdicke von 240 cm und ist wegen deren schwieriger konstruktiven Gestaltung nicht so billig, wie man auf Grund des geringen Preises des Abschirmmaterials annehmen könnte.

Der Ganzkörperzähler "Nürnberg" (3) besteht aus 6 cm dicken Platten aus Elektrolytkupfer, die außen mit 5 cm dicken Bleibausteinen verstärkt sind.

In unserem Haus werden Bleibausteine verwendet, die 10 cm dick sind und die äußere Strahlung etwa um den Faktor 80 verringern (KOEPPE, 28). Auch die je nach Witterungsbedingungen wechselnde Aktivität der Luft (insbesondere durch Radon bedingt) spielt

eine Rolle.
Der Einfluß der Zuluft auf den Nulleffekt kann mit einem Aktivkohlefilter verringert werden. Eine andere Möglichkeit ist die Verwendung "gealterter" Luft (aus Druckluftflaschen).

3. KLINISCHE ANWENDUNG DES GKZ UND SEINER EINRICHTUNGEN

3.1. Einleitung

Der GKZ hat eine hohe Nachweisempfindlichkeit für gammstrahlende Radionuklide. Sein Anwendungsgebiet besteht daher:

- in der direkten Messung der im Körper vorhandenen Radionuklide (^{40}K als Bestandteil des natürlichen Kaliums, eventuelle Inkorporation infolge beruflichen Umgangs mit Radionukliden u.a.),
- Untersuchung von Stoffwechselvorgängen mit minimaler Aktivität und daher geringer Strahlenbelastung.

Die Strahlung des Radionuklids, mit dem eine Stoffwechseluntersuchung durchgeführt werden soll, muß den Patientenkörper verlassen und im außerhalb angebrachten Detektor registriert werden.

Hierfür kommen nur Gammastrahler in Betracht.
Die Markierung besteht darin, einen Teil der Substanz radioaktiv zu machen, oder bestimmte Atome einer Verbindung durch radioaktive Isotope zu ersetzen. Bei allen nuklearmedizinischen Verfahren erhebt sich die Frage nach der Strahlenbelastung. Für eine Anwendung am Patienten sind keine höchstzulässigen Dosen vorgeschrieben. In jedem Einzelfall verbleibt die Verantwortung hierfür dem Arzt (SCHEER, 42).

Die Strahlenbelastung (Radiotoxität) ist durch die Art des radioaktiven Zerfalls und die effektive Halbwertzeit des Radionuklids bestimmt.
Die effektive Halbwertzeit ist die Zeit, in der die Anzahl der Atome eines Radionuklids in einem Verteilungsraum auf die Hälfte abgesunken ist, als Ergebnis eines biologischen Prozesses und des physikalischen Zerfalls (HUG, 20).

GKZ-Messungen im Bereich medizinischer Anwendungen verlaufen prinzipiell nach dem gleichen Schema (außer ^{40}K-Messung):

Zunächst wird die Eigenaktivität des Probanden gemessen, sodann die Aktivität des zu applizierenden Präparates. Nachdem

sich die Substanz im Körper des Patienten verteilt hat, wird entsprechend der jeweiligen Fragestellung eine Meßreihe zur Bestimmung der Retentionskurve durchgefü'rt.

Nach der noch heute gültigen Ansicht der Teilnehmer des "IAEA-Panel of Clinical Uses of Whole-Body Counting" (1965), ist die GKZ-Technik für drei klinische Anwendungsgebiete routinemäßig einsetzbar:

- Messung des Ganzkörperkaliumgehalts
- Bestimmung der Vitamin B_{12}-Retention
- Bestimmung des Blutverlustes

Hier könnte man noch beifügen:

- Eisenresorptionsstudien
- Clearancebestimmungen

Die anderen Anwendungen haben mehr wissenschaftlichen Charakter, wobei nicht auszuschließen ist, daß sich hieraus klinische Routineverfahren entwickeln.

3.2. Messung des Ganzkörperkaliumgehalts

Natürliches Kalium besteht aus einem Gemisch von ^{39}K, ^{40}K und ^{41}K.
Den größten Anteil hieran hat das ^{39}K, wogegen der Anteil von ^{40}K nur 0,012 % beträgt.
Da das ^{40}K als Radionuklid Gammaquanten aussendet, ist damit eine Bestimmung des Ganzkörperkaliumgehalts mit Hilfe des GKZ möglich. Der normale Kaliumgehalt des Menschen beträgt 1-2 g Kalium/kg Körpergewicht, wobei Frauen einen etwas geringeren Kaliumgehalt haben als Männer.

Der Kaliumwert hängt nicht nur vom Geschlecht, sondern auch vom Alter, von der Konstitution sowie vom Trainingszustand des Körpers ab. Spitzensportler erreichen Werte bis zu 2,5 g K/kg Körpergewicht. Bei der Muskeldystrophie können im Gegensatz dazu bis um etwa 30 % niedere Kaliumwerte auftreten (BLAHD und FORBES, nach KOEPPE, 27).

Das Körperfett des Menschen ist nahezu frei von Kalium. Bei einer Adipositastherapie kann also über den Ganzkörperkaliumgehalt eine Verlaufs- und Erfolgskontrolle durchgeführt werden.

Bei häufigem Erbrechen (Pylorusspasmus der Säuglinge, Ileus), chronischen Diarrhöen, Aldosteronüberdosierung u.a.) tritt eine Hypokaliämie auf; bei der Urämie besteht gleichzeitig eine starke Erhöhung des Kaliumspiegels: es kommt zu einer toxischen Schädigung des Herzmuskels.

Mit dem GKZ wird die Gesamtmenge an Kalium erfaßt. Über die relative Verteilung des Kaliums im Intra- bzw. Extrazellulärraum kann mit einer ^{40}K-Messung allein keine Aussage gemacht werden.

3.3. Bestimmung der B_{12}-Retention

Da Kobalt Bestandteil des Vitamin B_{12}-Moleküls ist, kann eine Markierung mit 4 verschiedenen Radionukliden (^{56}Co, ^{57}Co, ^{58}Co und ^{60}Co) über einen biosynthetischen Einbau erfolgen. Entsprechend der medizinischen Fragestellung werden die 4 Radionuklide mit ihren stark voneinander abweichenden Halbwertzeiten und Gammaenergien eingesetzt.

Vitamin B_{12} und der Intrinsic-Faktor (I.F.) werden als Komplex im Ileum resorbiert. Vitamin B_{12}-Mangel führt zu Megaloplastenanämie (Perniziosa) und zu funikilärer Spinalerkrankung. Ursache des Vitamin B_{12}-Mangels ist meistens eine Resorptionsstörung durch I.F. Mangel, Magenschleimhautatrophie oder Magen-(teil-)resektion.

Für Routinezwecke in der Klinik lohnt sich die Ermittlung der Vitamin-B_{12}-Retention in erster Linie im Frühstadium der perniziösen Anämie oder bei bereits behandelten Fällen, bei denen manchmal eine exakte Diagnose mit Hilfe der konventionellen hämatologischen Methoden außerordentlich schwer, wenn nicht sogar unmöglich ist; sie ist zweitens bei Fällen mit typischen neurologischen Symptomen des Vitamin-B_{12}-Mangels, aber ohne hämatologische Befunde, von Wert; drittens wird sie sich bei den Patienten lohnen, bei denen man einen langsam sich entwickeln-

den Vitamin-B_{12}-Mangel nach einer Magen(teil-)resektion vermutet (HEINRICH, 17).

3.4. Bestimmung des Blutverlustes

Der Nachweis geringer Blutverluste aufgrund von Gastrointestinalblutungen oder der Anwendung gerinnungshemmender Medikamente kann durch Markierung des Blutes mit Radionukliden und Messung der Radioaktivität im Menschen erfolgen (HÖFER, 19). Bei Gabe einer Tracerdosis Radioeisen (^{55}Fe, ^{59}Fe) ist diese nach geringer Zeit in den Erythrozyten eingelagert.

Bei einem Blutverlust geht ein entsprechender Anteil Radioeisen verloren. Diese Abnahme kann im GKZ nachgewiesen werden (WERNER, 52). Die Benutzung des GKZ erlaubt eine unblutige Messung; das Sammeln und Messen der Exkremente (Ausscheidungsmessungen) entfällt.

3.5. Eisenresorptionsstudien

Der Eisenstoffwechsel und seine Störungen gehören durch die Analyse der Ferrokinetik mit Eisenisotopen (^{59}Fe, ^{55}Fe, ^{57}Fe) mit zu den am besten bekannten Gebieten der inneren Medizin (STICH in SCHEER, 42). Mit Hilfe der 3 Eisenisotope können die einzelnen Schritte des Eisenstoffwechsels, von der Resorption des Eisens im Darm über den Weg durch das Blutplasma, den Übertritt ins Knochenmark bis zum Einbau in die Erythrozyten unter physiologischen und pathologischen Bedingungen verfolgt werden (VETTER, VEAL 48).

Bei der Eisenmangelanämie ist die Bildung des roten Blutfarbstoffs stärker gestört als die der Erythrozyten (hypochrome Anämie). Die farbstoffarmen Erythrozyten haben im Blut das Aussehen blasser Scheiben. Der Eisenmangel führt über einen Gewebsmangel zu Störungen der Zelloxidation (CHONÉ, 10).

3.6. Clearancebestimmungen der Niere

Unter Clearance versteht man nach VAN SLYKE die Volumenmenge Blutplasma in ml, die pro Minute bei der Passage durch die Nieren von einem Stoff befreit wird.

Da Inulin nur durch die glomuläre Infiltration ausgeschieden wird, kann damit die Menge des Glomerulusfiltrats bestimmt werden.
In der klinischen Routine benutzt man die Bestimmung des Kreatinins im Serum.

Nach PABST, HÖR u.a. in KEIDERLING (22), sowie OBERHAUSEN, KUNKEL, ROMAHN in KOEPPE (27) hat die Bestimmung des Glomerulusfiltrats mit Hilfe der Clearance von ^{131}J-Chlorjodpropyl-Inulin und ^{51}Cr-EDTA eine gute Übereinstimmung mit der inaktiven Inulinclearance ergeben.

Wegen verschiedener Vorteile wie größere Meßgenauigkeit, Garantie eines gleichbleibenden Plasmaspiegels durch externe Aktivitätsmessung, ferner weitgehend unblutiges Vorgehen durch Kalibrierung der über dem Herzen gemessenen Aktivitätskurve anhand einer einzigen Plasmaprobe, exakte Kontrollierbarkeit einer vollständigen Blasenleerung, sowie schließlich Wegfall des Blasenkatheterismus, wäre das radioaktive Verfahren geeignet, die inaktiven Standardverfahren zu ersetzen.

4. KALIBRIERUNG EINES GKZ, INSBESONDERE MIT PHANTOMEN

Eine (Intensitäts-)Kalibrierung hat das Ziel, einen Faktor zur Umrechnung von systemabhängigen Einheiten (z. B. Impulse/min im jeweiligen Integrationsbereich) in vereinbarte Einheiten (z. B. Nanocurie) zu gewinnen. Außer von meßtechnischen Gegebenheiten (z. B. Detektorgröße, geometrische Anordnung u. a.) hängen diese Kalibrierfaktoren auch von den Maßen der Quelle ab.

Die zuverlässigste Methode besteht in der unmittelbaren Messung von Personen verschiedenen Gewichts, denen eine hinreichend genau bekannte Aktivität (möglichst intravenös) appliziert wurde ("in vivo"-Kalibrierung"). Diese Methode ist beschränkt auf Radionuklide mit kurzer Halbwertzeit (z. B. ^{42}K, ^{134}Cs, ^{131}J); sie setzt im übrigen freiwillige Probanden voraus.

Die Bestimmung von Werten für Säuglinge und Kleinkinder ist somit auf diese Weise nicht möglich. Ihre Kenntnis ist andererseits erforderlich, will man z. B. den Gesamtkörperkaliumgehalt oder sonstige Inkorporationen (^{137}Cs, ^{131}J u. a.), wie sie auch bei Kindern möglich sind, berechnen. Trotz der damit verbundenen Probleme ist man daher in solchen Fällen auf eine "in vitro"-Kalibrierung, d. h. auf die Verwendung von Phantomen angewiesen.

5. ENTWICKLUNG VON PHANTOMEN ZUR KALIBRIERUNG MIT DEM GKZ

Im einfachsten Fall kann man Gewicht und Abmessungen des jeweiligen Meßobjekts durch die Verwendung entsprechend zusammengestellter Plastikflaschen nachbilden, doch ergaben früher hier durchgeführte Messungen unterschiedliche Ergebnisse im Vergleich zu einem kompakten Phantom.

Bei Berücksichtigung auch der "Feinmaße" (z. B. Arm- und Beinlänge, elliptischer Thorax usw.) wird die Anzahl der Behälter recht groß, was technische Probleme aufwirft (Arbeitsaufwand, Gefahr der Undichtigkeit der zahlreichen Verschlüsse u. a.).
Auch bei Berücksichtigung dieser Feinunterteilung ist die Annäherung nicht voll befriedigend, doch erscheint uns die Ansicht von SORENSON(1974) etwas übertrieben ("The use of simulating phantoms is fraught with error ...").

Zunächst müssen Gewicht und Länge der Phantome den Durchschnittswerten der Kinder der jeweiligen Altersgruppe entsprechen.
Darüber hinaus soll das Wandmaterial etwa dieselben Absorptionseigenschaften wie Gewebe (≈ Wasser) besitzen, mechanisch stabil und nach Möglichkeit durchsichtig sein.

5.1. Auswahl geeigneter Phantomgrößen

Von HEIMENDINGER (16) wurden in den Jahren 1957 bis 1962 Längenmessungen an 341 Knaben und 326 Mädchen deutsch-schweizerischer Abstammung vorgenommen.

In Abb. 4 wird die Körperlänge als Funktion des Lebensalters für beide Geschlechter aufgeführt.

Da die Pubertät mit ihren sprunghaften Wachstumsänderungen teilweise schon früh einsetzt, wurde das 10jährige Kind (Kind 2) als letzte Altersgruppe vor der Pubertät ausgewählt.
Als Zwischengröße wurde noch die Altersgruppe der 5jährigen (Kind 1) bestimmt.

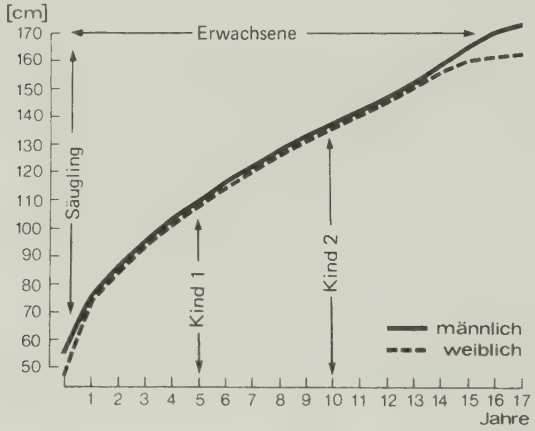

Abb. 4: Körperlänge als Funktion des Lebensalters für beide Geschlechter (Zahlenwerte n. HEIMENDINGER, 16)

5.2. Elemente der Phantome . und verwendete Abkürzungen

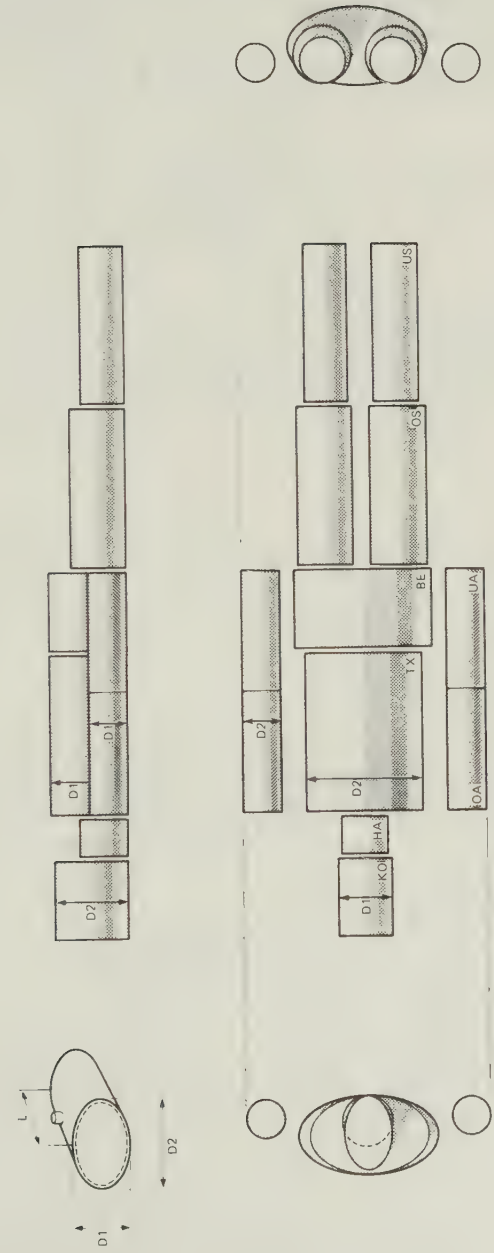

Abb. 5: Bauelemente des Phantoms und verwendete Abkürzungen

In Abb. 5 sind die Einzelteile des Phantoms abgebildet. Die linearen Maße: Länge (L), sagitaler Durchmesser (D1) und transversaler Durchmesser (D2) sind Außenmaße, schließen also die Wanddicke (WD) des Phantoms mit ein. Für die einzelnen Körperteile wurden folgende Abkürzungen gewählt:

Kopf	(KO)	Oberarm	(OA)
Hals	(HA)	Unterarm	(UA)
Thorax	(TX)	Oberschenkel	(OS)
Becken	(BE)	Unterschenkel	(US)

Der Rumpf wird zusätzlich in Thorax und Becken (s. Abschn. 5.4.3.) unterteilt.

Für die Untersuchung der Schilddrüsenfunktion ist ein getrenntes Halsteil konzipiert.

5.3. Zusammenstellung der Einzelmaße nach Angaben in der Literatur

Für den Phantombau wurden zunächst die Körperproportionen der verschiedenen Geometrien(s. auch Abb. 5) aus Literaturangaben zusammengestellt.
Neben den aus Abb. 5 verwendeten Abkürzungen D1 und D2, werden in den Tabellen folgende Abkürzungen verwendet:

m = männlich, w = weiblich, M = Mittelwert männlich/weiblich
u = Umfang eines Kreises oder einer Ellipse.

Kopf (KO)

Für den Kopfumfang konnten die Meßergebnisse von 3 verschiedenen Autoren: BROCK (7), HEIMENDINGER (16) und PLENERT (40) verwendet werden. Die Angabe erfolgt in cm.

	Säugling			Kind 1			Kind 2		
	m	w	M	m	w	M	m	w	M
BROC (7)	35,6	34,7	35,2	50,6	50,2	50,4	52,2	51,4	51,8
HEIM (16)	37,5	36,5	37,0	51,0	50,3	50,6	52,3	52,0	52,15
PLEN (40)	35	34	34,5	51	50	50,5	52	51	51,5
Mittelwert	35,6 cm			50,9 cm			51,6 cm		

Tab. 1: Kopfumfang nach BROCK, HEIMENDINGER und PLENERT

BAYLEY (6) und MIEMOIS (35) beschäftigten sich mit der Errechnung des Schädelindexes (SI). Er ist definiert als Schädelbreite in Prozent der Schädellänge.

	SI(%) m	SI(%) w	SI(%) M
Säugling	77,1	77,2	77,15
Kind 1	81,3	80,3	80,8
Kind 2	81,5	82,2	81,85

Tab. 2: Schädelindex nach BAYLEY und MIEMOIS

Aus obiger Definition des Schädelindexes ergibt sich Gleichung 1:

$$D1 = SI \cdot D2/100$$

Mit der Gleichung für den Ellipsenumfang u^+ läßt sich unter Verwendung von Gleichung 1 D1 und D2 errechnen:

	D1 (cm)	D2 (cm)
Säugling	9,75	12,6
Kind 1	14,2	17,7
Kind 2	14,7	18,0

Tab. 3: Sagitaler (D1) und transversaler (D2) Durchmesser des Kopfes

Die Höhe des Kopfes (LKO) beträgt (Säugling nach FRIEDENTHAL und A. H. SCHULTZ (43), Kind 1 und 2 nach STRATZ (45)):

	LKO (cm)
Säugling	11,72
Kind 1	18,5
Kind 2	20,48

HALS (HA)

Für den Halsumfang konnte keine Literaturangabe gefunden werden (s. 5.4.1. Ergänzung durch eigene Messungen (Halsumfang)). Die Sitzhöhe ist aus den Maßen von Rumpf, Hals und Kopf zusammengesetzt.
Auch hier haben die 3 Autoren BROCK (7), HEIMENDINGER (16) und PLENERT (40) die Werte zusammengetragen (Angaben in cm):

+ $u \approx 4{,}443 \cdot \sqrt{\left(\frac{D1}{2}\right)^2 + \left(\frac{D2}{2}\right)^2}$. Formel entnommen den wissenschaftlichen Tabellen Geigy.

	Säugling			Kind 1			Kind 2		
	m	w	M	m	w	M	m	w	M
BROC (7)			34,2	62	61	61,5			72,5
HEIM (16)	36,0	35,0	35,5	60,2	59,7	60,6	70,1	70,2	70,15
PLEN (40)			34,2			60,58			72
Mittelwert			34,2 cm			60,6 cm			71,55 cm

Tab. 4: Sitzhöhe nach BROCK, HEIMENDINGER und PLENERT

Bei der Rumpflänge wurden nach WALLIS (50) folgende Maße ermittelt:
Säugling: 18,9 cm, Kind 1: 33,7 cm, Kind 2: 40,25 cm
Die Höhe des Halses (LHA) ergibt sich aus der Differenz:
LHA = Sitzhöhe - Rumpflänge - Kopfhöhe.

Säugling: 3,58 cm, Kind 1: 8,38 cm, Kind 2: 10,82 cm.

Thorax und Becken (TX und BE)

Eine Unterteilung des Rumpfes in Thorax und Becken in horizontaler Ebene war aus den greifbaren Literaturangaben nicht möglich (s. Abschn. 5.3. Ergänzung durch eigene Messungen).

Die Durchmesser des Brustkorbs sagital (D1) und transversal (D2) wurden von GRAY und AYRES (13) gemessen:

	sagitaler Durchmesser (D1)					
	in % der Körperlänge			in cm		
	m	w	M	m	w	M
Säugling	16,0	15,9	15,95	8,17	8,1	8,14
Kind 1	12,3	12,2	12,25	13,4	13,3	13,35
Kind 2	11,4	11,9	11,65	15,7	16,3	16,0

	transversaler Durchmesser (D2)					
	in % der Körperlänge			in cm		
	m	w	M	m	w	M
Säugling	17,4	17,3	17,35	8,9	8,8	8,85
Kind 1	16,9	16,6	16,75	18,4	18,4	18,25
Kind 2	16,1	15,8	15,95	22,0	21,2	21,6

Tab. 5: Sagitaler und transversaler Durchmesser des Brustkorbs

Zwischen sagitalem Durchmesser der Thorax und des Beckens gibt es bei normaler Ernährung keinen Unterschied GRAY und AYRES (13), so daß der sagitale Durchmesser (D1) des Thorax auch beim Becken verwendet wird.
Für den transversalen Durchmesser des Beckens ist die bikristiale Beckenbreite ein hinreichend genaues Maß.
PFUHL (39) führte diese Messungen beim Säugling, VICKERS und STUART (49) bei Kind 1 und 2 und HEIMENDINGER (16) bei allen 3 Größen durch (Angaben in cm):

	Säugling			Kind 1			Kind 2		
	m	w	M	m	w	M	m	w	M
PFUH,VICK,STUA	8,16	7,9	8,0	19,5	19,4	19,45	23,3	23,6	23,4
HEIM			8,8			17,8			21,7
Mittelwert			8,4			18,63			22,5

Tab. 6: Bikristiale Beckenbreite

Extremitäten (obere Extremität)

Die Messung der Gesamtlänge der oberen Extremität wurde für Säuglinge von CATES und GOODWIN (8), Kind 1 nach BAKWIN (1) und NIKOLAJEW (38) und Kind 2 nach WEISSENBERG (51) durchgeführt:

Säugling: 22,0 cm, Kind 1: 45,5 cm, Kind 2: 59,0 cm.

Unterteilung in Oberarm (OA) und Unterarm (UA):
Die Messung erfolgte für Säuglinge von PFUHL (37), für Kind 1 und 2 von BOROVANSKY und SCHWERZ (44):

Säugling: 8,6 cm (OA), 7,05 cm (UA)
Kind 1: 18,7 cm (OA), 15,0 cm (UA)
Kind 2: 24,5 cm (OA), 19,3 cm (UA)

KORNFELD und SCHÜLLER (31) sowie HEIMENDINGER (16) nahmen eine Messung des Handgelenkumfangs vor (Angaben in cm):

	Säugling	Kind 1			Kind 2		
	M	m	w	M	m	w	M
KORN	7,75			10,3			13,4
HEIM	7,7	11,3	11,1	11,2	13,3	13,1	13,2
Mittelwert	7,7			10,7			13,3
mittl. Durchm.	2,47			3,4			4,24

Tab. 7: Handgelenksumfang

Oberarmumfang nach MEREDITH und BOYNTON (34) und nach HEIMENDINGER (16) (in cm):

	Säugling	Kind 1			Kind 2		
	M	m	w	M	m	w	M
MERE	10,2			16,3			19,1
HEIM	10,1	16,3	16,6	16,5	19,1	19,8	19,5
Mittelwert	10,15			16,4			19,3
mittl. Durchm.	3,25			5,22			6,15

Tab. 8: Oberarmumfang

Für Ober- und Unterarm wird derselbe mittlere Durchmesser genommen:
Säugling: 2,86 cm, Kind 1: 4,47 cm, Kind 2: 5,2 cm.

Extremitäten (untere Extremität)

Die Beinlänge errechnet sich aus der Gesamtlänge des Körpers vermindert um die Sitzhöhe:

Beinlänge:
Säugling: 16,8 cm, Kind 1: 48,12 cm, Kind 2: 65,02 cm

Die einzelnen Abschnitte des Beines zeigen während des Wachstums vom 6. Fetalmonat bis ins Erwachsenenalter ein recht konstantes Verhältnis, im Gegensatz zu den Abschnitten des Armes. Nach SCHULTZ (43) und SCHWERZ (44):

50 %	40 %	10 %
Oberschenkel	Unterschenkel	Fußhöhe

Die Fußhöhe wird zum Unterschenkel in der Länge addiert.

Oberschenkelumfang nach MEREDITH und BOYNTON (34):

	Umfang	Durchmesser
Säugling:	17,1 cm	5,44 cm
Kind 1:	32,2 cm	10,56 cm
Kind 2:	41,4 cm	13,2 cm

Tab. 8: Oberschenkelumfang und Durchmesser

Unterschenkeldurchmesser wurden nur von HEIMENDINGER (16) gemessen:

Kind 1: 6,95 cm, Kind 2: 8,57 cm.
Der Unterschenkeldurchmesser der Säuglinge konnte den Literaturangaben nicht entnommen werden (s. Abschnitt 5.4. Ergänzung durch eigene Messungen).

Gesamtlänge und Gesamtgewicht

Gesamtlänge nach STUART (46), HEIMENDINGER (16) und PLENERT (40) in cm.

	Säugling			Kind 1			Kind 2		
	m	w	M	m	w	M	m	w	M
STUA			51			108,8			136,3
HEIM	50,5	49,5	50,0	110,2	109,2	109,7	138,3	137,5	137,9
PLEN	52,2	51,2	51,7	108	107	107,5	136	135	135,5
Mittelwert	51,0 cm			108,7 cm			136,57 cm		

Tab. 9: Gesamtlänge

Gesamtgewicht (in kg)

	Säugling			Kind 1			Kind 2
	m	w	M	m	w	M	M
STUA			3,4			18,1	30,2
HEIM			3,4	18,9	18,3	18,6	30,5
PLEN	3,5	3,3	3,4			18,1	30,0
Mittelwert	3,4 kg			18,2 kg			30,2 kg

Tab. 10: Gesamtgewicht

5.4. Ergänzungen durch eigene Messungen

Nach Durchsicht der Literatur fehlten noch folgende Werte:

- Halsumfang für alle 3 Phantomgrößen
- Unterschenkeldurchmesser für Säuglinge
- Hinweis auf eine Unterteilung des Rumpfes in Thorax und Becken

5.4.1. Messung des Halsumfangs

a) Säugling

Für diese Messung genügt ein normales Bandmaß. Auf den Säuglingsstationen des Klinikum Steglitz, des Auguste-Victoria-Krankenhauses, der Universitätsfrauenklinik Pulsstraße und des Rittberg-Krankenhauses wurden 135 männliche und 123 weibliche Säuglinge gemessen.
Gemessen wurden nur gesunde, normal ausgetragene Neugeborene. Das Durchschnittsalter betrug 3,6 Tage.

	m	w
Säugling	u = 18,19 cm	u = 18,16 cm

Für die Konstruktion wurde der Wert 18,2 cm und damit für den Durchmesser 5,8 cm genommen.

b) Kind 1+

In den Vorschulen von Reinickendorf und in den Kindertagesstätten Schillerring, Am Schäfersee, Lutherhaus und Stegeweg konnten die Halsumfänge von 106 Jungen und 113 Mädchen gemessen werden. Das Durchschnittsalter betrug 5,1 Jahre.

	m	w
Kind 1:	u = 25,64 cm	u = 24,02 cm

Für die Konstruktion wurde der Wert u = 24,8 cm und damit für den Durchmesser 7,9 cm genommen.

+ Bei der Messung von Halsumfängen von 5- und 10jährigen Kindern bin ich Herrn Amtsarzt Dr. Kuske zu großem Dank verpflichtet. Durch seinen unbürokratischen Einsatz sind mir diese Messungen erst möglich geworden.

c) Kind 2

Die Zehnjährigen wurden in den Reinickendorfer Schulen gemessen. Hier waren es 105 Jungen und 124 Mädchen.
Das Durchschnittsalter betrug 10,3 Jahre.

	m	w
Kind 2	u = 28,0 cm	u = 27,43 cm

Für die Konstruktion wurde der Wert u = 27,7 cm und für den Durchmesser 8,8 cm genommen.

5.4.2. Messung des Unterschenkeldurchmessers

Die Säuglinge s. 5.4.1. a) wurden auch auf ihren Unterschenkeldurchmesser hin untersucht.

	m	w
Säugling:	u = 10,2 cm	u = 9,9 cm

Für die Konstruktion wurde hier ein Umfang von 10 cm und ein Durchmesser von 3,2 cm genommen.

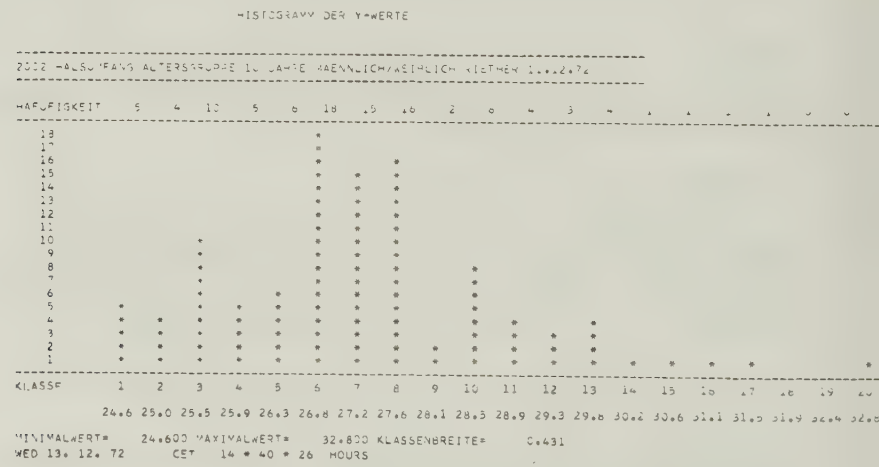

Abb. 6: Histogramm des Halsumfangs (weibliche Zehnjährige) als Beispiel für alle Auswertungen in Abschnitt 5.4.

Im Histogramm wurde die Häufigkeit eines gemessenen Wertes auf der Ordinate, auf der Abszisse die Halsumfänge, unterteilt in verschiedene Klassen, aufgetragen.

5.4.3. Unterteilung des Rumpfes in Thorax und Becken

Anhand von Röntgenaufnahmen 5- und 10jähriger Kinder, bei denen die Krankheitsursache nicht das normale Wachstum beeinflußte, konnte der Rumpf in Thorax und Becken unterteilt werden. Als Thorax-Beckengrenze diente eine gedachte Verbindungslinie zwischen dem am weitesten cranial gelegenen Punkt der rechten und linken Crista iliaca.
Die caudale Begrenzung des Beckens bildete eine gedachte Verbindungslinie zwischen dem am weitesten caudal gelegenen Punkt des rechten und linken Tuber ischiadicum.
Bei jeweils 3 Vertretern der Altersgruppe wurde eine Röntgenaufnahme gemacht.
Gleichzeitig wurde ein auf dem Röntgenbild sichtbarer Maßstab parallel zur Wirbelsäule neben den Patienten gelegt.

Beckenhöhe: Kind 1: 12,5 cm, Kind 2: 15,4 cm.
PFUHL (39), FREEMAN und WALLIS (50) hatten für die vordere Rumpflänge folgende Werte ermittelt: Säugling: 18,8 cm, Kind 1: 33,6 cm und Kind 2: 41,3 cm.
Aus der Differenz vordere Rumpflänge minus Beckenhöhe wurde die Thoraxhöhe ermittelt.
Kind 1: 21,1 cm, Kind 2: 25,9 cm.
Beim Säugling wurde wegen dessen geringer Größe keine Unterteilung in Thorax und Becken vorgenommen.
Hier wurde ein Phantomteil für die gesamte Rumpflänge verwendet.

5.5. Zusammenstellung der Maße und Gewichte

Aus den in Abschn. 5.3. und 5.4. dargelegten Einzelmaßen für die "Standardsäuglinge/-Kinder mußten nunmehr die Abmessungen der Phantomteile festgelegt werden. Dazu war erforderlich:

- Mittelwertbildung für beide Geschlechter
- Reduktion auf Zylinder mit kreisförmigem bzw. elliptischem Querschnitt und bestimmter Länge
- Abstimmung der Maße und Gewichte der Einzelteile unter Berücksichtigung des Materialgewichts mit den Angaben für Gewicht und Länge des Standardsäuglings/-Kindes.

Mit

D1 = Durchmesser der Ellipse sagital
D2 = Durchmesser der Ellipse transversal
L = Länge des Körperteils
WD = Wanddicke
RHO = Spezifisches Gewicht des Wandmaterials
RHOW = Spezifisches Gewicht der Flüssigkeit
PIV = $\pi/4$

beträgt das Gewicht der Flüssigkeit (GF)+:

$$Gewicht_{flüss.} = PIV \cdot (D1-2WD) \cdot (D2-2WD) \cdot (L-2WD) \cdot RHOW$$

und das Gewicht des Plexiglasmantels:

$$Gewicht_{plex.} = (PIV \cdot D1 \cdot D2 \cdot (L-2WD) - GF/RHOW) \cdot RHO + 2 \cdot PIV \cdot D1 \cdot D2 \cdot WD \cdot RHO$$

Zur endgültigen Festlegung der Maße und Gewichte unter Berücksichtigung technischer Randbedingungen (z. B. Verwendung handelsüblicher Plexiglasrohre bestimmter Abmessungen) wurde für diese Formeln ein kleines FORTRAN-Programm geschrieben (s. Anhang).
Beim Säugling war das errechnete Gesamtgewicht des Phantoms um 20 % geringer als das Sollgewicht der Säuglinge.
Die Durchmesser der einzelnen Phanthomteile wurden jeweils um den gleichen Faktor erhöht.

+ Schreibweise in Anlehnung an FORTRAN-Syntax.

Beim Phantom des 5jährigen Kindes lag das errechnete Gesamtgewicht nur um 5 % unter dem Gesamtgewicht 5jähriger Kinder.

Beim Phantom für die 10jährigen lag nur eine Abweichung von 1 % vor. Auch für Kind 1 und Kind 2 wurden alle Durchmesser erhöht.

Einzelmaße (lineare Maße in mm, Gewichtsangaben in g)

	KO			HA		TX			BE			OA		UA		OS		US	
	D1	D2	L	D1 = D2	L	D1	D2	L	D1	D2	L	D1 = D2	L	D1 = D2	L	D1 = D2	L	D1 = D2	L
Säugl.	129	102	122	65	36	105	84	186	84	105	186	33	86	33	70	60	84	37	84
Kind 1	186	149	187	81	84	183	129	214	185	136	128	45	187	45	150	106	241	70	241
Kind 2	186	147	209	88	109	213	157	264	243	181	157	53	245	53	193	132	325	86	325

	Leergewicht	Flüssigkeitsgewicht	Gesamtgewicht
Säugl.	550	3 124	3 675
Kind 1	2201	16 315	18 516
Kind 2	3320	9 297	32 617

Tab. 12: Zusammenstellung der Einzelmaße der Phantomteile sowie der Gesamtgewichte jeweils des gesamten Phantoms (vgl. hierzu Abb. 5). Zwischen berechneten und gewogenen Gesamtgewichten ergaben sich geringfügige Differenzen, die jedoch 1 % nie überschritten

5.6. Auswahl eines geeigneten Plastikmaterials zum Bau der Phantome

An das Material, aus dem die Phantome gebaut werden sollen, werden 3 Anforderungen gestellt:

a) Gleiches Verhalten wie Wasser ($\approx$ Gewebe) hinsichtlich der Absorption von Gammastrahlen
b) Elastizität und Stoßunempfindlichkeit
c) Durchsichtigkeit

Folgende Kunststoffarten standen zur Verfügung:

1. PVC-Ripolor Ral 3000, Farbe rot
2. PVC-Ripolor Ral 7011, Farbe grau
3. PVC-Ripolor Ral 7036, Farbe hellgrau
4. Plexiglas klar XT-Qualität

Um die Absorptionseigenschaften zu prüfen, wurden diese 4 Kunststoffarten (Materialdicke 15 mm) in einem mit Wasser (Wasserhöhe 20mm) gefüllten 5 cm hohen Plastikgefäß unter dem Röntgenschirm gelegt (70 kV, 2 mm Al Eigenfilter, kein Zusatzfilter).

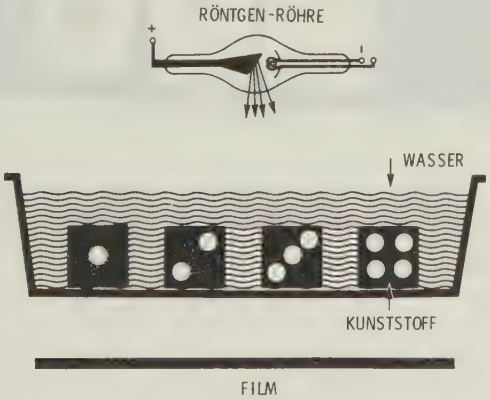

Abb. 7: Schema der Meßanordnung (Bohrungen bei Aufnahme in in Strahlengang gedreht)

Die Röntgenaufnahme zeigt, daß die Kunststoffart Nr. 4 sich in bezug auf die Absorption von Gammastrahlen wie Wasser verhält. Damit erfüllt sie 2 der 3 gestellten Bedingungen. Die Forderung b) (Elastizität und Stoßunempfindlichkeit) ist nicht erfüllt, was sich besonders bei den großvolumigen Phantomteilen nachteilig auswirken kann.
Unter Berücksichtigung dieser Gesichtspunkte wird das Kunststoffmaterial Nr. 4 zum Bau der Phantome verwendet.
Man ist sich einer größeren Anforderung an das bedienende Personal hierbei bewußt.

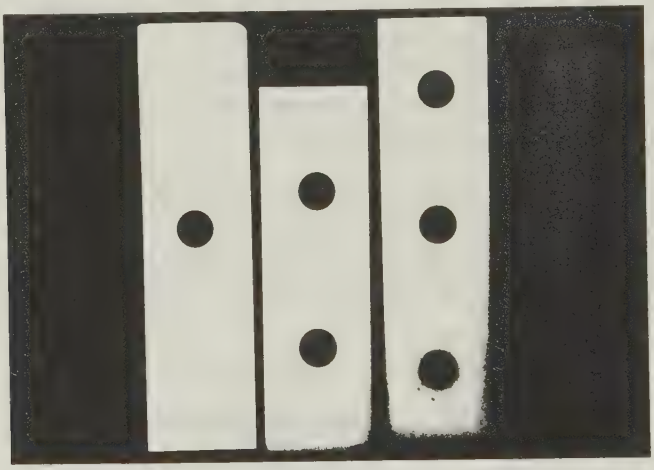

Abb. 8: Röntgenaufnahme entsprechend der Versuchsanordnung von Abb. 7. Rechts die Probe Nr. 4. Sie ist wegen gleicher Absorptionseigenschaften wie Wasser nicht sichtbar.

6. MESSUNGEN MIT DEN PHANTOMEN

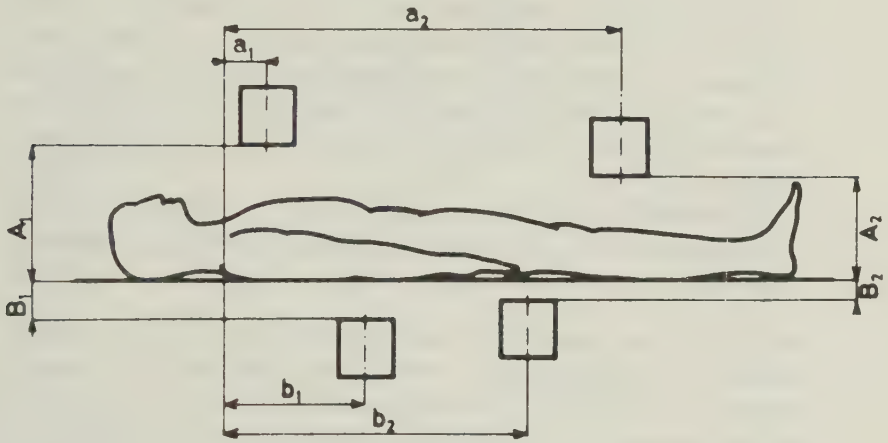

Abb. 9: Anordnung der Phantome gegenüber den 4 Detektoren; vgl. Tab. 13.

Die Bezeichnung entspricht den IAEA-Empfehlungen des "Directory of Whole Body Radioactivity Monitors" (1970)

In Abb. 9 ist die Meßanordnung der 4 Detektoren in Ruhestellung dargestellt, wobei sich 2 Detektoren im Abstand A_1 bzw. A_2 über der Liege befinden, die anderen beiden im Abstand B_1 bzw. B_2 unterhalb.

6.1. In Tab. 13 ist die Anordnung der Detektoren zu den verschiedenen Phantomen dargestellt. Der Vollständigkeit halber sind die Werte für die Erwachsenengeometrie mit aufgeführt.

Geometrie	A_1	A_2	B_1	B_2	a_1	a_2	b_1	b_2
Säugling	20	18,5	9,5	9,5	10	36	9	35
Kind 1+2	24,5	23	9,5	9,5	10	72	19,5	45,5
Erwachsener	28,5	27,5	9,5	9,5	10	109	38,5	69

Tab. 13: Zahlenwerte für die Anordnung der Detektoren zur Messung der Phantome in den verschiedenen Geometrien; vgl. Abb. 9

6.2. Tabellen der gemessenen Werte

Die Aktivität der Radionuklide ^{131}J, ^{137}Cs und ^{40}K wurde zunächst in einer Standardanordnung (PG 3/8) aufgrund von früheren Messungen in dieser Geometrie bestimmt, sodann mit Aqua dest. auf das Flüssigkeitsvolumen des jeweiligen Phantoms aufgefüllt, gut gemischt und zur Messung ins Phantom gefüllt.
Nach Subtraktion der Backgroundimpulse (BG) konnte die Nettoimpulsrate (ipm_{netto}) und der Kalibrierfaktor (ipm/Aktivität) bestimmt werden; vgl. Tabellen 14 bis 17.

Der Anteil des gemessenen Radionuklids (z. B. ^{131}J) in den anderen Energiebereichen wurde in den Tabellen 14-17 abgekürzt: ^{131}J i.B.v. (^{131}J im Bereich von).
Da Jod hauptsächlich in der Schilddrüse lokalisiert ist, wurde zusätzlich eine Messung mit ^{131}J im Halsteil durchgeführt; das übrige Phantom wurde hierbei mit Aqua dest. gefüllt.

Die Kalibrierfaktoren wurden mit Hilfe der bekannten Übergangswahrscheinlichkeit+ (für E_γ = 364 keV: 82,4 %, für E_γ = 662 keV: 84,6 % und für E_γ = 1460 keV: 10,7 %) auf 100 % hochgerechnet.

In der Abb. 10 sind die Kalibrierfaktoren deshalb entsprechend höher als in den Tabellen 14-17.

+ vgl. Report Juelich-1003-AC, 2. Auflage, April 1974.

Säugling

	^{131}J	^{137}Cs	^{40}K
ipm_{brutto}	7 999	943	81
BG	294	315	76
ipm_{netto}	7 705	627	5
ipm/nCi ^{131}J	90,5	7,3	0,06
^{131}J i.B.v.	100 %	8,13 %	0,06 %

Kind 1

	^{131}J	^{137}Cs	^{40}K
ipm_{brutto}	3 613	510	79
BG	289	221	73
ipm_{netto}	3 323	289	6
ipm/nCi ^{131}J	42	3,6	0,07
^{131}J i.B.V.	100 %	8,7 %	0,2 %

Kind 2

	^{131}J	^{137}Cs	^{40}K
ipm_{brutto}	3 154	466	76
BG	283	211	75
ipm_{netto}	2 871	255	0,3
ipm/nCi ^{131}J	33,6	2,9	0,003
^{131}J i.B.v.:	100 %	8,9 %	0,01 %

Tab. 14: Kalibrierfaktoren von ^{131}J in den verschiedenen Säuglings- bzw. Kindergeometrien
(^{131}J im gesamten Phantom verteilt)

Säugling

	^{131}J	^{137}Cs	^{40}K
ipm_{brutto}	5 809	595	75
BG	244	177	75
ipm_{netto}	5 565	418	-
ipm/nCi ^{131}J	97,2	7,3	-
^{131}J i.B.v.	100 %	7,5 %	-

Kind 1

	^{131}J	^{137}Cs	^{40}K
ipm_{brutto}	3 145	419	74
BG	253	191	76
ipm_{netto}	2 892	228	-
ipm/nCi ^{131}J	50,5	3,9	-
^{131}J i.B.v.:	100 %	7,2 %	-

Kind 2

	^{131}J	^{137}Cs	^{40}K
ipm_{brutto}	2 298	338	72
BG	257	191	75
ipm_{netto}	2 041	147	-
ipm/nCi ^{131}J	35,6	2,5	-
^{131}J i.B.v.	100 %	7,2 %	-

Tab. 15: Kalibrierfaktoren von ^{131}J in den verschiedenen Säuglings- bzw. Kindergeometrien (^{131}J im Halsteil, übriges Phantom mit Aqua dest. gefüllt)

Säugling

	^{131}J	^{137}Cs	^{40}K
ipm_{brutto}	2 255	6 505	76
BG	262	200	78
ipm_{netto}	1 993	6 305	-
ipm/nCi ^{137}Cs	21,2	66,8	-
^{137}Cs i.B.v.:	31,6 %	100 %	

Kind 1

	^{131}J	^{137}Cs	^{40}K
ipm_{brutto}	1 453	3 381	76
BG	275	217	76
ipm_{netto}	1 178	3 164	-
ipm/nCi ^{137}Cs	12,5	33,6	-
^{137}Cs i.B.v.	37,1 %	100 %	-

Kind 2

	^{131}J	^{137}Cs	^{40}K
ipm_{brutto}	1 320	2 789	74
BG	277	212	81
ipm_{netto}	1 043	2 577	-
ipm/nCi ^{137}Cs	11,1	27,3	-
^{137}Cs i.B.v.	40,6 %	100 %	-

Tab. 16: Kalibrierfaktoren von ^{137}Cs in den verschiedenen Geometrien (^{137}Cs im gesamten Phantom verteilt)

Säugling

	^{131}J	^{137}Cs	^{40}K
ipm_{brutto}	474	391	786
BG	251	185	76
ipm_{netto}	223	206	710
ipm/g K	1,11	1,03	3,55
^{40}K i.B.v.	28,3 %	26,2 %	100 %

Kind 1

	^{131}J	^{137}Cs	^{40}K
ipm_{brutto}	400	316	452
BG	261	197	76
ipm_{netto}	139	119	376
ipm/g K	0,69	0,59	1,88
^{40}K i.B.v.	36,9 %	31,6 %	100 %

Kind 2

	^{131}J	^{137}Cs	^{40}K
ipm_{brutto}	388	298	389
BG	255	188	77
ipm_{netto}	133	110	312
ipm/g K	0,66	0,50	1,56
^{40}K i.B.v.	42,6 %	35,2 %	100 %

Tab. 17: Kalibrierfaktoren von ^{40}K in den verschiedenen Geometrien (^{40}K im gesamten Phantom verteilt)

In Abb. 10 sind die Kalibrierwerte für die 3 Säuglings- und Kindergeometrien, sowie für das Erwachsenenphantom auf der Abszisse, die Gewichte auf der Ordinate aufgetragen.

Mit ihnen können Kalibrierwerte anderer Altersgruppen und anderer Radionuklide ermittelt werden.

Bei 45 kg Körpergewicht werden die Detektoren in die Stellung der Erwachsenengeometrie gebracht (s. Abschn. 6.1.).

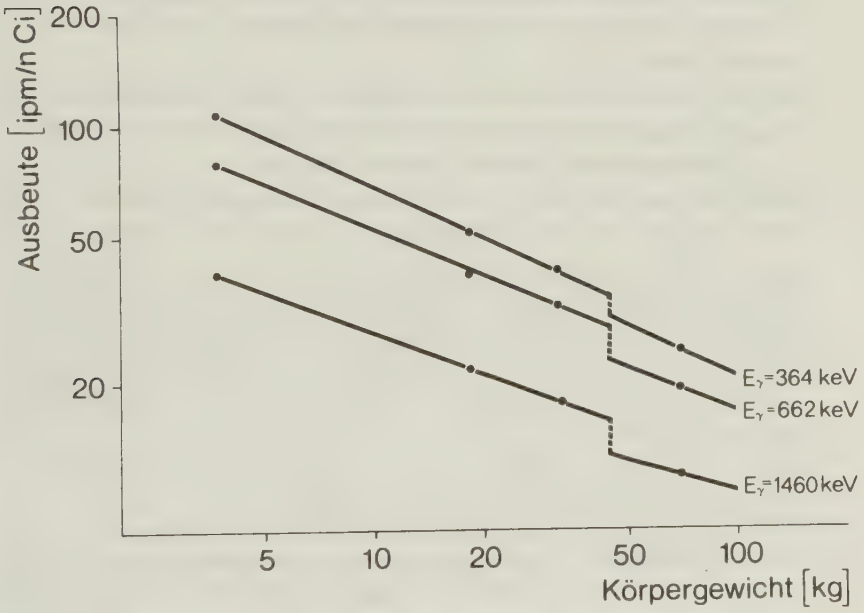

Abb. 10: Kalibrierwerte für die Energien entsprechend den 3 Radionukliden; vgl. Text (der Sprung bei 45 kg ist durch die Umstellung auf die Erwachsenengeometrie verursacht).

7. ZUSAMMENFASSUNG UND DISKUSSION

Bei der Auswahl der verschiedenen Altersgru pen (s. Abb. 4) wurde der Säugling als kleinste Geometrie gewählt, der 10jährige als letzte Altersgruppe vor der Pubertät. Als Zwischengröße wurde der 5jährige gewählt. Im Hinblick auf die Gewichtsrelationen ist dies zwar ein relativ großer Sprung (Säugling: 3,6 kg, 5jähriges Kind: 18,5 kg, 10jähriges Kind: 32,6 kg), die Altersgruppe der 5jährigen wurde aber gewählt, weil erst etwa 5jährige Kinder so einsichtig sind, daß mit ihnen eine Messung im Body Counter ohne erhebliche Schwierigkeiten durchgeführt werden kann.
Bei der Zusammenstellung der einzelnen Maße wurden die Ergebnisse mehrerer Autoren aus Mitteleuropa und den USA erfaßt, die geringgradige Unterschiede aufwiesen.
Eine geringe Differenz ergab sich auch zwischen den beiden Geschlechtern. Bei der Geburt sind Mädchen 1-3 % kleiner als Jungen (TANNER, 47), sowie 4 % leichter (KUGLER, 33; BAKWIN, 1; CATES und GOODWIN, 8). Außer bei der Körperlänge unterscheiden sich die beiden Geschlechter hauptsächlich darin, daß bei Jungen die Schulter breiter, die Hüften schmaler, die Arme - und insbesondere die Unterarme - länger sind (CAWLEY, WATERHOUSE und HOGBEN, 9).

Die Kinder unterscheiden sich untereinander auch schon in ihrer Konstitution (KRETSCHMER, 32; CURTIUS, 11).

Diese 3 Faktoren konnten einigermaßen berücksichtigt werden. Die Acceleration dürfte bei den der Literatur entnommenen Werten nicht ganz berücksichtigt worden sein, da diese Messungen schon einige Jahre zurückliegen.
Daher wurde das Säuglingsphantom ca. 200 g schwerer als der derzeitige Mittelwert gemacht.

Bei den Kinderphantomen wird eine Verschiebung in Richtung eines verminderten Lebensalters eintreten, d. h. das Phantom des jetzigen 10jährigen dürfte in einigen Jahren den Körpermaßen eines Kindes von vielleicht 9,8 Jahren entsprechen.
Bei der Ermittlung des Halsumfanges und des Unterschenkeldurchmessers wurde eine größere ($n > 100$) Anzahl von Säuglingen/

Kindern gemessen. Aus naheliegenden Gründen war dies für die Frage nach der Unterteilung des Rumpfes in Thorax und Becken nicht möglich. Hierfür wurden 3 vorhandene Röntgenaufnahmen ausgewertet.

Nachdem alle linearen Maße erfaßt waren, wurden mit einem einfachen FORTRAN-Programm eine Abstimmung der Einzelmaße und -gewichte mit Größe und Gewicht des jeweiligen Phantoms unter Berücksichtigung des Materialgewichts durchgeführt. Die Einzelteile bestehen (s. Abb. 5: Bauelemente des Phantoms) aus Kopf, Hals, Thorax, Becken, Ober- und Unterschenkel sowie Ober- und Unterarm.

Die Phantome der 5- und 10jährigen Kinder sind in Thorax und Becken unterteilt. Beim Säugling wurde wegen dessen geringer Körpermaße auf eine solche Unterteilung verzichtet.
Für Zwecke der GKZ-Meßtechnik erscheint eine weitere Unterteilung nicht notwendig.

Hierbei traten Unterschiede zwischen dem aus den Einzelmaßen der Elemente errechneten Gesamtgewicht der Phantome und dem bekannten mittleren Gewicht der Säuglinge/Kinder auf, da die Phantomteile mit ihrem runden bzw. elliptischen Querschnitt nur eine rohe Nachbildung der realen Formen darstellen.

Das errechnete Gesamtgewicht lag beim Säugling etwa 20 % unter dem bekannten Wert. Beim 5jährigen Kind ergab sich fast keine Differenz, während beim 10jährigen Kind das errechnete Gesamtgewicht um etwa 4 % über dem Durchschnittsgewicht dieser Altersgruppe lag. Die Durchmesser der Einzelteile wurden gleichartig verändert.

Außer der Festlegung der linearen Maße und der Gewichte wurde ein geeignetes Material zum Phantombau gesucht.
Plexiglas der Qualität "XT klar" ist im Gegensatz zu den anderen geprüften Kunststoffarten durchsichtig und absorbiert auch weiche Gammastrahlen wie Wasser. Der Nachteil nicht befriedigender mechanischer Eigenschaften (geringe Elastizität, hohe Stoßempfindlichkeit) mußte dafür in Kauf genommen werden.

Bei den Messungen mit den Säuglings- und den Kinderphantomen

wurden die Detektoren in die Stellungen Säugling bzw. Kind gebracht (s. Abb. 9).

Die Kalibriermessungen mit den 3 Radionukliden (^{40}K, ^{137}Cs, ^{131}J) wurden nach dem in Kapitel 3 beschriebenen Prinzip durchgeführt: Messung des Nulleffekts mit Aqua dest. gefüllten Phantomen, Aktivitätsbestimmung der Probe in einer Standardanordnung und Bestimmung der Impulsrate, nachdem die Probe im Phantom gleichmäßig verteilt ist.

Grundsätzlich sollten Kalibrierungsmessungen mit Aktivitäten durchgeführt werden, die etwa in der Größenordnung der bei Probanden zu erwartenden liegen.

Andererseits müssen im Interesse eines geringen statistischen Fehlers Aktivitäten verwendet werden, die eine wenigstens um den Faktor 3-4 höhere Impulsrate als die Backgroundstrahlung liefern.
Entsprechend diesen Überlegungen lag die Aktivitätsmenge für die Versuchsanordnung ^{131}J und ^{137}Cs bei etwa 100 nCi und für ^{131}J im Halsteil (übriges Phantom mit Aqua dest. gefüllt) bei etwa 50 nCi; bei ^{40}K entsprachen 200 g Kalium diesen Bedingungen.

Mit den für die 3 Radionuklide gewonnenen Kalibrierwerte (in ipm/nCi) konnte durch Umrechnung auf eine Übergangswahrscheinlichkeit der Gammastrahlung von 100 % die Abbildung 10 angefertigt werden. Mit ihr ist eine Abschätzung der Kalibrierwerte für andere Radionuklide möglich.

8. LITERATURVERZEICHNIS

1. Bakwin, H., Bakwin, R. M.: Amer. J. Obestetr. 18 863-867 (1927)
Human Biol. 6 612-626 (1934)

2. Baldwin, B. T.: The physical growth of children from birth to maturity. Univ. Iowa Studies Child Welfare (1921)

3. Balz, G.: Ganzkörperzähler "Nürnberg". Strahlentherapie Sonderbd. 293-298 (1966)

4. Balz, G.: Technische Grundlagen und Anendungsmöglichkeiten von Ganzkörperzählern. Röntgenpraxis 18. Jahrg. Heft 10, 217-257 (1965)

5. Becker, J.: Ganzkörpermessung mit NaJ-Kristallen. Strahlentherapie Bd. 133, Heft 2, 213-232 (1967)

6. Bayley, N.: National Soc. Studies Education 49-79 (1940)

7. Brock, J.: Biologische Daten für den Kinderarzt. Springer Verlag 1-119 (1954)

8. Cates, H. A., Goodwin, J. C.: Human Biol. 433-450 (1936)

9. Cawley, R. H., Waterhouse, D., Hogben, H.: Studies on puberty Part 2, British J. soc. Med. 157-182 (1949)

10. Choné, B.: Hämatologische Funktionsdiagnostik in der Radiologie, Urban und Schwarzenberg 1-150 (1974)

11. Curtius, F.: Konstitution. Handbuch der Inneren Medizin 6, Springer Verlag (1954)

12. Deckart, H.: Nuklearmedizin. VEB Gustav Fischer Verlag Jena 1-283 (1973)

13. Gray, H., Ayres, J. G.: Growth in private school children, Chicago University Press (1931)

14. Harnack, G.-A. v., Oster, H.: Mschr. Kinderklinik 324 (1958)

15. Heath, R. L.: Scintillation spectrometry. Gamma-ray spectrum cataloque AEC Res. Rep. Tid-4500, Vol. 1, 1-264 (1964)

16. Heimendinger, J. in wissenschaftliche Tabellen Geigy, Geigy Basel 689-696 (1968)

17. Heinrich, H. C.: Die Ganzkörper-Radioaktivitätsmessung in med. Forsch. und klin. Diagnostik. Therapiewoche Heft 51, 2099-2121 (1967)

18. Heinrich, H. C., Bartels, H.: Bestimmungsmethoden und Normalbereiche der intestinalen Eisenresorption b. Menschen. Klin. Wschr. 45, 553-558 (1967)

19. Höfer, R.: Radiologische Isotope in Klinik und Forschung. Urban und Schwarzenberg (1975)

20. Hug, O.: Medizinische Strahlenkunde. Springer-Verlag 1-144 (1974)

21. Jaeger, R. G., Hübner, W.: Dosimetrie und Strahlenschutz. Thieme-Verlag 1-179 (1974)

22. Keiderling, W.: Radioisotope in Pharmakokinetik und klinischer Biochemie. Schattauer-Verlag 1-682 (1970)

23. Kereiakes, J. G., Seltzer, R. A.: Radionuclide doses to infant and children. Health Phys. 11, 999-1004 (1965)

24. Kiefer, H.: Der Nachweis inkorporierter radioaktiver Substanzen beim Menschen. Gesellschaft f. Strahlen- und Umweltforschung mbH, München 1-21 (1971)

25. Kiefer, H., Maushart, R.: Strahlenschutzmeßtechnik. Verlag G. Braun, 114-208 (1964)

26. Koeppe, P.: Ganzkörperaktivitätszähler. Teil 1 und 2. Vorlesungsskripte 1-41, 1-92 (1974)

27. Koeppe, P.: Ganzkörperaktivitätszähler. Eine Übersicht über medizinische Anwendungen. Vorlesungsskripte 1-25 (1975)

28. Koeppe, P.: Ganzkörperaktivitätszähler. Kurz und Gut, Heft 4, 16-20 (1970)

29. Koeppe, P.: Ganzkörper-Aktivitätszähler. Teil 1. Radiologia Radiotherapia. Bd. 16, Heft 3, 469-418 (1975)

30. Koeppe, P.: Ganzkörper-Aktivitätszähler. Teil 2. Radiologia Radiotherapia. Bd. 16, Heft 5, 491-509 (1975)

31. Kornfeld, W.: Z. Kinderheilkunde 48, 188-207 (1929)

32. Kretschmer, E.: Körperbau und Konstitution. Handbuch der Neurologie, Bd. 6, Berlin (1936)

33. Kugler, E.: Körperproportionen und Kopfform bei Neugeborenen. Vererbungsforschung 429-577 (1932)

34. Meredith, H., Brown, A. W.: Human Biol. 24-77 (1939)

35. Miemois, K.: Anthropologische Untersuchungen von Volksschulkindern. Helsingfors (1948)

36. Muth, H., Oberhausen, E.: Ganzkörperzähler. Ergebnisse der medizinischen Strahlenforschung. N.F. Bd. 1, 528-554 (1963)

37. Müller, K. H., Streker, J.: Programmierungsanleitung FORTRAN 4. Hochschulverlag Frankfurt/M. (1972)

38. Nicolaeff, L.: Etude formes humaines. Bull. Soc. 376-399 (1928)

39. Pfuhl, W.: Wachstum und Proportionen. Handbuch f. Anatomie des Kindes, Bd. 1, 191-292 (1938)

40. Plenert, W., Heine, W.: Normalwerte. VEB Verl. Volk, Gesundheit 297-299 (1968)

41. Sack, H.: Die Bestimmung der Calciumresorption mit Radioisotopen. Radio.isot. Klinik u. Forschung 8, 174-177 (1968)

42. Scheer, E., z. Winkel, K.: Kerntechnik in der Medizin. Thiemig Bd. 33, 1-134 (1968)

43. Schultz, A. H.: Quart Rev. Biol. 465-521 (1926)

44. Schwerz, J.: Arch. Anthropol. N.F. 10, 1-154 (1911)

45. Stratz, C. H.: Der Körper des Kindes und seine Pflege. F. Eupe, Stuttgart (1957)

46. Stuart, H. C., Stevenson, S.: Physical growth and development. Textbook of pediatr. Philadelphia (1950)

47. Tanner, J. W.: Wachstum und Reifung des Menschen. Thieme-Verlag, 1-136 (1926)

48. Vetter, H., Veall, B.: Radioisotopen-Technik in der klinischen Forschung und Diagnostik. Urban und Schwarzenberg, 1-354 (1960)

49. Vickers, V. S., Stuart, H. C.: Yb. of pediatr. 155-170 (1943)

50. Wallis, R. S.: Studies in children welfare. Univ. Iowa 1-126 (1931)

51. Weissenberg, S.: Das Wachstum des Menschen nach Alter, Geschlecht und Rasse. Strecker und Schröder, Stuttgart (1911)

52. Werner, E.: Quantitative Bestimmung von Blutverlusten mit dem Ganzkörperzähler. Klin. Wschr. 50, 543-547 (1972)

ANHANG: Quellenprogramm zur Berechnung von Kenngrößen wie Länge, Gewicht usw.+

In unserem Programm wurden die errechneten linearen Maße der 3 Phantome (s. Abb. 5) eingegeben. Errechnet werden sollten das Leergewicht (LEERG.), das Flüssigkeitsgewicht (FL.G.) und das Gesamtgewicht (GES.G) der Einzelteile der 3 Phantome.

Die Durchmesser D1 und D2 wurden prozentual erhöht.
Die Wanddicke (WD) wurde entsprechend der Größe der Hohlkörper als fester Wert ins Programm eingegeben.

Ober- und Unterschenkel sowie Ober- und Unterarm müssen für die Berechnung des Gesamtgewichts (GES.G.) doppelt gezählt werden.

Ober- und Unterarm sind bei der Berechnung der Gesamtlänge (L) nicht zu berücksichtigen.

Im Unterprogramm ("BER") wird das Gewicht der Flüssigkeit und das Gewicht des Plexiglasmantels für jedes einzelne Teil des Phantoms berechnet.

+ Programm nach P. KOEPPE.

```
BER
DUP FUNCTION COMPLETED
// FOR RIT1
*LIST SOURCE PROGRAM
*IOCS (CARD)
*IOCS(1443 PRINTER)
*NONPROCESS PROGRAM
*ONE WORD INTEGERS
C----------
C---' RIT1 ' ZUR BERECHNUNG VON KENNGROESSEN WIE LAENGE, GEWICHT USw.
C---EINES AUS EINZELTEILEN ZUSAMMENGESETZTEN PHANTOMS
C----------
C--- KOE / RIE ( 1973/74 )
C----------
      INTEGER D1,D2,L
        REAL LEER
      DIMENSION K(9),KOMM(20),ITXT(40)
      DATA LP/3/
C     KOPF,HALS,THORAX,RECKEN,OBERSCHENKEL,UNTERSCHENKEL,OBERARM,UNTERARM,BLANK
      DATA K/'KO','HA','TX','BE','OS','US','OA','UA',' '/
      DATA KMX/9/
C   ANFANGSWERTE SETZEN
1     PAUSE 1111
 9    CONTINUE
      READ(2,24)ITXT
 24   FORMAT(40A2)
      IF(IEND(ITXT,1,2)-1)25,98,25
 25   CONTINUE
      WRITE(LP,15)ITXT
 15   FORMAT(1H1,40A2/)
      WRITE(LP,16)
 16   FORMAT(T64,'D1',2X,'D2',3X,'L',2X,'WD',2X,'LEERG.',3X,'FL.G.',3X,
     1'GES.G.',2X,'LAENGE')
      LGES=0
      LEER=0
      FLUE=0
      GES=0
 10   READ(2,11)KT,D1,D2,L,W,KOMM
 11   FORMAT(A2,3I4,F4.1,20A2)
      WRITE(LP,14)KT,D1,D2,L,W,KOMM
 14   FORMAT(1X,A2,3I4,F5.1,T30,20A2)
      DO12 I=1,KMX
      IF(KT-K(I))12,13,12
 12   CONTINUE
C     UNGUELTIGE KARTE
      GOTO 91
```

Fortzetzung S. 54

```
 13   CALL BER(D1,D2,L,W,GL,GF,GG)
      GOTO(21,21,21,21,22,22,23,23,31),I
 21   LGES=LGES+L
      LEER=LEER+GL
      FLUE=FLUE+GF
      GES=GES+GG
      GOTO 30
C     OS,US,OA UND UA ZAEHLEN DOPPELT FUER GEWICHT
C     OA UND UA ZAEHLEN NICHT FUER LAENGE
 22   LGES=LGES+L
 23   LEER=LEER+2*GL
      FLUE=FLUE+2*GF
      GES=GES+2*GG
 30   CONTINUE
      WRITE(LP,32)KT,D1,D2,L,W,GL,GF,GG,L
 32   FORMAT(T60,A2,3I4,F4.1,3F8.1,I6)
      GOTO 10
 31   WRITE(LP,33)LEER,FLUE,GES,LGES
 33   FORMAT(T55,' GESAMT',T78,3F8.1,I6)
      CALL XTIME(LP)
      GOTO 9
 91   WRITE(LP,92)



 92   FORMAT(' FALSCHE KA')
      GOTO 10
 98   CONTINUE
      WRITE(LP,93)
 93   FORMAT(//' END OF PGM RIT1'/1H1)
      GOTO 1
 99   CONTINUE
      CALL EXIT
      END

 UNREFERENCED STATEMENTS
  99
// JOB    12 MAY 76 14.729 HRS                                  RIETHER BER
// FOR    12 MAY 76 14.730 HRS
*LIST SOURCE PROGRAM
      SUBROUTINE BER(D1,D2,L,W,GL,GF,GG)
C----------
C---'BER' BERECHNET GEWICHTE FUER ZYLINDER MIT ELLIPTISCHEM QUERSCHNITT
C----------
C--- KOE / RIE ( 1973/74 )
C----------
      INTEGER D1,D2
      DATA RHO/0.00118/,PIV/0.78539/,RHOW/0.001/
C     'PIV'=PI/4.
C     'RHO'=SPEZ.GEW.VON PLEXIGLAS IN G/CMM
C     'RHOW'=SPEZIFISCHES GEWICHT VON WASSER IN G/CMM
C     ABERAGE AUF ELLIPTISCHEN QUERSCHNITT
      IF(D2)11,11,12
 11   D2=D1
 12   CONTINUE
C     GEWICHT DER FLUESSIGKEIT
      GF=PIV*(D1-2.*W)*(D2-2.*W)*(L-2.*W)*RHOW
C     GEWICHT DES PLEXIGLAS-MANTELS UND DER STIRNFLAECHEN
      GL=(PIV*D1*D2*(L-2*W)-GF/RHOW)*RHO+2.*PIV*D1*D2*W*RHO
C     GESAMTGEWICHT
      GG=GF+GL
      RETURN
      END
```

RIT1 SAEUGLING1 (GF,GL,GG,LAE E)

KO	129	102	122	2.0		S1	14.03.73		D1	D2	L	WD	LEERG.	FL.G.	GES.G.	LAENGE
HA	65	0	36	2.0		S1	14.03.73	KO	129	102	122	2.0	148.0	1135.2	1283.3	122
TX	105	84	186	2.5		S1	14.03.73	HA	65	65	36	2.0	30.6	93.5	124.1	36
OA	33	0	86	1.5		S1	14.03.73	TX	105	84	186	2.5	195.1	1123.0	1318.2	186
UA	33	0	70	1.5		S1	14.03.73	OA	33	33	86	1.5	17.5	58.6	76.2	86
OS	60	0	84	1.5		S1	14.03.73	UA	33	33	70	1.5	14.7	47.3	62.1	70
US	37	0	84	1.5		S1	14.03.73	OS	60	60	84	1.5	36.3	206.6	243.0	84
	0	0	0	0.0				US	37	37	84	1.5	19.7	73.5	93.3	84
JUL	2,	1976		13$43$	6 HRS			GESAMT					550.8	3124.3	3675.1	512

TAB. 18: TABELLARISCHE ZUSAMMENSTELLUNG DER EINZELMASSE UND -GEWICHTE (SÄUGLING)

RIT1 5JAEHRIGE (GF,GL,GG,LAF E)

KO	186	149	187	2.0		5J	13.03.73		D1	D2	L	WD	LEERG.	FL.G.	GES.G.	LAENG
HA	81	0	84	2.0		5J	9.03.73	KO	186	149	187	2.0	327.2	3792.9	4120.2	187
TX	183	129	214	3.0		5J	13.03.73	HA	81	81	84	2.0	71.1	372.5	443.7	84
BE	185	136	128	3.0		5J	13.03.73	TX	183	129	214	3.0	485.1	3556.5	4041.7	214
OA	45	0	187	2.0		5J	9.03.73	BE	185	136	128	3.0	353.5	2229.6	2583.2	128
UA	45	0	150	2.0		5J	9.03.73	OA	45	45	187	2.0	65.8	241.6	307.4	187
OS	106	0	241	2.0		5J	9.03.73	UA	45	45	150	2.0	54.0	192.7	246.8	150
US	70	0	241	2.0		5J	9.03.73	OS	106	106	241	2.0	224.3	1936.5	2160.9	241
	0	0	0	0.0				US	70	70	241	2.0	137.6	810.8	948.4	241
JUL	2,	1976		13$43$27 HRS				GESAMT					2201.1	16315.1	18516.2	1095

TAB. 19: TABELLARISCHE ZUSAMMENSTELLUNG DER EINZELMASSE UND -GEWICHTE (KIND 1)

RIT1 10JAEHRIGE (GF,GL,GG,LA GE)

KO	186	147	209	2.0
HA	88	88	109	2.0
TX	213	157	264	3.0
BE	243	181	157	3.0
OA	53	0	245	2.0
UA	53	0	193	2.0
OS	132	0	325	2.0
US	86	0	325	2.0
	0	0	0	0.0

JUL 2, 1976 13$43$48 HRS

10J	13.03.73	
10J	9.03.73	
10J	13.03.73	
10J	13.03.73	
10J	9.03.73	
10J	9.03.73	
10J	9.03.73	
10J	9.03.73	

	D1	D2	L	WD	LEERG.	FL.G.	GES.G.	LAENGE
KO	186	147	209	2.0	351.3	4190.3	4541.6	209
HA	88	88	109	2.0	95.6	581.8	677.5	109
TX	213	157	264	3.0	708.1	6333.6	7041.7	264
BE	243	181	157	3.0	595.5	4918.6	5514.2	157
OA	53	53	245	2.0	101.5	454.4	555.9	245
UA	53	53	193	2.0	81.8	356.4	438.2	193
OS	132	132	325	2.0	373.9	4130.5	4504.5	325
US	86	86	325	2.0	227.3	1695.1	1922.5	325
GESAMT					3320.1	29297.7	32617.9	1389

END OF PGM RIT1

TAB. 20: TABELLARISCHE ZUSAMMENSTELLUNG DER EINZELMASSE UND -GEWICHTE (KIND 2)

Für die Überlassung des Themas, die vielen Anregungen und Ratschläge danke ich Herrn Professor Dr.-Ing. P. Koeppe.

Weiterhin möchte ich in der Abteilung Ganzkörperzähler/ Elektronenrechner allen denen danken, die mir Unterstützung zukommen ließen, insbesondere Frau H. Kude und Frau E. Salomon, die mir bei der Kalibrierung der Phantome sehr behilflich waren, sowie Herrn W. Gutenmorgen und Herrn G. Hamann, die mir bei der technischen Durchführung meiner Arbeiten hilfreich zur Seite standen.

Frau Priv.-Doz. Dr. med. I. Schwörer von der Klinik für Radiologie, Nuklearmedizin und Physikalische Therapie des Klinikums Steglitz und Herrn Dr. med. H.-J. v. Lengerke von der Kinderklinik und Poliklinik Kaiserin-Auguste-Victoria-Haus bin ich für Beratung und Durchführung der Röntgenaufnahmen sehr zu Dank verpflichtet.

Herrn Amtsarzt Dr. med. Kuske bin ich für seinen unbürokratischen Einsatz bei Halsumfangsmessungen 5- und 10jähriger Kinder zu größtem Dank verpflichtet.

LEBENSLAUF

Am 31. August 1948 wurde ich als 2. Sohn des Oberamtsrats Anton Riether und seiner Ehefrau Franziska, geb. Angele, in Oberhofen, Kreis Ravensburg, geboren.

1950 zogen wir nach Ravensburg. Ich besuchte die Wilhelmsschule und anschließend das Neue Gymnasium Ravensburg.

Hier legte ich am 5. Juli 1967 das Abitur des mathematisch-naturwissenschaftlichen Zweiges ab.

Im Wintersemester 1967/1968 begann ich das Studium der Medizin an der Freien Universität Berlin.

Am 4. August 1970 legte ich die ärztliche Vorprüfung an der FU ab.

Meine klinischen Semester absolviere ich ebenfalls in Berlin.

Am 4. April 1974 legte ich das Medizinische Staatsexamen ab. Meine Medizinalassistentenzeit verbrachte ich bei Professor A. Kollwitz im Franziskuskrankenhaus und im Elisabethenkrankenhaus.
Am 3. November 1975 erfolgte die Approbation als Arzt.

SCHNELL
DRUCK
STEGLITZ
BERLINICKESTRASSE 14–15
1000 BERLIN 41
791 80 80